Aus dem Anatomischen Institut zu Kiel. (Direktor Prof. Dr. v. Möllendorff)

Elastizitätsprüfungen der Gelenkknorpel

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der
Hohen Medizinischen Fakultät der
Christian-Albrechts-Universität
zu Kiel

vorgelegt von

Ernst Bär
aus Deidesheim

Verlagsbuchhandlung Julius Springer in Berlin
1926

Aus dem Anatomischen Institut zu Kiel. (Direktor Prof. Dr. v. Möllendorff)

Elastizitätsprüfungen der Gelenkknorpel

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der
Hohen Medizinischen Fakultät der
Christian-Albrechts-Universität
zu Kiel

vorgelegt von

Ernst Bär
aus Deidesheim

Verlagsbuchhandlung Julius Springer in Berlin
1926

Nr. 153
Rektoratsjahr 1926/27
Referent: Prof. Dr. Benninghoff
Zum Druck genehmigt:
Prof. Dr. Zimmermann, Dekan

Die folgenden Untersuchungen stellen es sich zur Aufgabe, das elastische Verhalten der Gelenkknorpel einer genaueren Prüfung zu unterziehen.

Die Veranlassung dazu bieten u. a. Beobachtungen über ein unterschiedliches elastisches Verhalten von Gelenkköpfen einerseits und Pfannen anderseits.

Schon FÜRBRINGER hatte darauf hingewiesen, daß die Schulterpfanne der Gans wesentlich nachgiebiger sei als der Oberarmkopf. Es hat dann LUBOSCH in seinen ausgedehnten Untersuchungen über den Bau der Gelenke der Wirbeltiere hervorgehoben, daß bei vielen Tieren die Gelenkköpfe härter sein müßten als die Pfannen. Diese Feststellungen gründen sich auf histologische Unterschiede, indem z. B. bei manchen Tierklassen die knorpeligen Gelenkköpfe Kalkeinlagerungen aufweisen. Ferner hat BENNINGHOFF darauf hingewiesen, daß beim Menschen die Schulter- und Hüftpfanne, die Pfanne des Naviculare und des Metatarsale I faserig erweichte Kerne aufweisen können. Außerdem konnte an der proximalen Tibiapfanne des Rindes ein weicher Kern von fast gallertiger Beschaffenheit nachgewiesen werden.

Alle diese Angaben sind indessen entweder aus dem histologischen Verhalten erschlossen oder durch einfaches Betasten ermittelt. Es sollte nun mit exakteren Methoden diesen Fragen nachgegangen werden. Dabei galt es festzustellen, ob der Elastizitätsunterschied zwischen Köpfen und Pfannen gesetzmäßig ist, wie weit der histologische Bau eine Rolle spielt, welchen Einfluß der Wassergehalt des Knorpels auf seine Elastizität hat und wie sich pathologische Veränderungen verhalten. Ferner war von besonderem Interesse die Frage der elastischen Nachwirkung. Die Tatsache, daß solche elastischen Nachwirkungen am Skelett vorkommen, geht schon aus der Beobachtung hervor, daß der Mensch am Abend 3 cm kleiner wird als nach der Nachtruhe. Es fragte sich, ob und wie weit der Gelenkknorpel an diesem Prozeß beteiligt sein könnte.

Es war von vornherein klar, daß Elastizitätsmessungen nicht an herausgeschnittenen Knorpelstücken vorgenommen werden konnten, da bei diesem Verfahren die natürlichen Widerstandssysteme zerschnitten werden (siehe BENNINGHOFF) und falsche Werte herauskommen müssen.

Es wurde daher der unversehrte Gelenkknorpel untersucht, d. h. es wurden die Gelenkenden an der Diaphyse in einen Schraubstock eingespannt und dann die freie Gelenkfläche geprüft. Dabei war bei frischen Gelenken durch Überrieseln mit Ringerlösung die Verdunstung zu vermeiden.

Aus technischen Gründen konnten, wie später erläutert wird, nicht alle Gelenke geprüft werden, es kamen im wesentlichen die großen Gelenke in Frage. Die Untersuchungen wurden teils an fixiertem Material des Präpariersaales, teils an frischem Sektionsmaterial ausgeführt. Ferner wurde frisches Tiermaterial verwendet. Die Erwartung, daß der fixierte Knorpel sich grundsätzlich anders verhielte als der frische, hat sich bei den zahlreichen Messungen nicht bestätigt. Nur darf die Fixierung den Wassergehalt nicht wesentlich verändern. Es ließen sich daher auch Ergebnisse an fixierten Knorpeln, die ursprünglich nur als Vorversuche gedacht waren, verwenden, indessen ist es nicht unterlassen worden, genügend frisches Material zu untersuchen.

Als Meßinstrumente wurden Elastometer verwendet, die nach dem Vorbild der in der physiologischen Methodik bekannten Instrumente mit einigen Abänderungen hergestellt wurden. Der erste Apparat, der zur Anwendung gelangte, entsprach dem Prinzip der Elastometer von NOYONS und v. UEXKÜLL, EXNER und TANDLER, MANGOLD, SCHADE. Durch dieses Elastometer wird das gesamte elastische Verhalten einschließlich der elastischen Nachwirkung gemessen, was für unsere Fragestellung von Wichtigkeit ist.

Der erste zur Verwendung gelangte Apparat ist in Abb. 1 dargestellt. Er besteht in allen seinen Teilen aus Messing und ist an einem massiven Stativ befestigt, an dem er gehoben und gesenkt werden kann. Nur die Hebelachse im Drehpunkt *a* ist aus Stahl gefertigt und läuft in einem Spitzenlager. Der Schreibhebelarm *b* verhält sich zu dem Gewichtshebelarm *c* wie 10:1. Am Ende des Gewichtshebels befindet sich in gelenkiger Verbindung ein Stab, der oben eine Wagschale trägt und in den unten eine Pelotte eingeschraubt ist, deren kreisrunde Fläche den Knorpel berührt. Die auswechselbaren Pelotten hatten verschiedene Durchmesser. Durch das am Schreibhebel angebrachte Laufgewicht *d* konnte der Hebel horizontal ausbalanciert werden. Die untersuchten Gelenke wurden am Knochen in einen Parallelschraubstock fest eingespannt. Zum Aufzeichnen der Kurven diente ein mit Millimeterpapier versehenes Kymographion.

Belastungsgewicht und Pelottengröße wurden bei unseren Versuchen unter dem Gesichtspunkt ausgewählt, daß sie weder einen bleibenden Eindruck im Knorpel hinterließen, noch einen zu geringen Ausschlag gaben. Zahlreiche

Vorversuche sprachen für eine Pelotte von 3 mm Durchmesser und ein Belastungsgewicht von 500 g. Beide sind dann in sämtlichen Hauptversuchen verwendet worden, wodurch die Ergebnisse an verschiedenen Gelenken vergleichbar wurden.

Bei jeder Messung suchte ich das Gelenk so einzuspannen, daß die gewünschte Knorpelstelle möglichst horizontal unter die Pelotte zu liegen kam. Andererseits wurde durch Verschieben und Heben oder Senken des Apparats die Pelottenunterfläche in gleichmäßige Berührung mit dem Knorpel gebracht. Auf die nun mit mäßiger Geschwindigkeit in Rotation versetzte Kymographionwalze wurde ohne erfolgte Belastung eine Horizontale, die Nullinie, gezeichnet. Sobald das 500 g-Gewicht auf die Wagschale gelegt wurde, sank die Pelotte je nach der untersuchten Stelle um einen gewissen Betrag ein, die Spitze des Schreibhebels stieg an und begann damit eine Kurve zu schreiben, deren genauerer Verlauf später geschildert wird. Die Ablesung der Belastungswerte

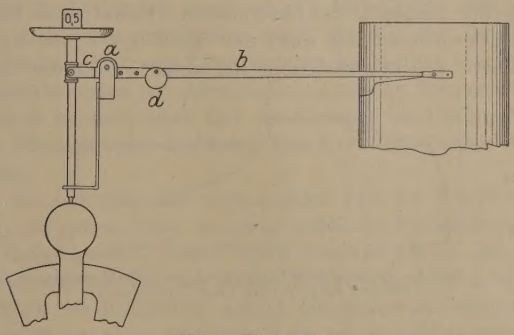


Abb. 1. Elastometer.
a Drehachse, *b* Schreibhebel, *c* Gewichtshebel, *d* Laufgewicht.

erfolgte nach 0, 1, 2, 3 Minuten usf. bis 10 Minuten; auch der Abfall der Kurve nach Entfernung des Gewichts wurde 10 Minuten lang beobachtet. Von einer Eichung des Elastometers wurde abgesehen, da in erster Linie Vergleichswerte für die verschiedenen Gelenkknorpel gewonnen werden sollten.

Bei der angewandten Methode würde ein vollkommen elastischer Körper folgende Kurve liefern:

Ohne Belastung: Horizontale *a*; im Moment der Belastung: sofortige vertikale Erhebung; während der fortdauernden Belastung wiederum ein rein horizontaler Strich *b*; nach Entfernung des Gewichts momentaner vertikaler Abfall bis zur horizontalen Nullinie. Bei vollkommener Elastizität ist also die horizontale Linie *b*, die der Belastungsvertikalen folgt, eine wirkliche Horizontale, während sie bei unvollkommener Elastizität eine Kurve darstellt.

Die typische Belastungskurve des Gelenkknorpels wurde durch mehrere Hundert Einzelmessungen an den verschiedensten Gelenken festgestellt. Die Fehlergröße des Apparates konnte mit 15—20 vH ermittelt werden. Mit dieser Fehlergrenze haben alle Konstruktionen

dieser Art zu rechnen. Es waren daher eine große Anzahl von Messungen erforderlich, um diesen Fehler ausschalten zu können.

Als Untersuchungsmaterial wurden Gelenke benutzt, die von möglichst gut konservierten Präpariersaalleichen stammten. Frisch wurde mit diesem Apparat ein Ochsenkniegelenk untersucht, das aber im Kurvenverlauf keine prinzipiellen Unterschiede erkennen ließ.

Eine der immer wiederkehrenden Kurven gibt Abb. 2 wieder. Bei der Belastung werden sofort bis zu 50 vH des mit 500 g zu erzielenden maximalen Ausschlages erreicht. In den folgenden 5 Minuten erreichte der Schreibhebel gewöhnlich seinen höchsten Stand, denn in der Zeit von 5 bis 10 Minuten war im besten Falle eine prozentual nur noch ganz geringe Zunahme zu verzeichnen. Dann folgte nach Entlastung der Ausgleich der Deformation. Unmittelbar bei der Wegnahme des Gewichtsstückes sinkt der Schreibhebel um ein Stück, so daß die Kurve vertikal wechselnd tief abfällt, doch war diese zweite

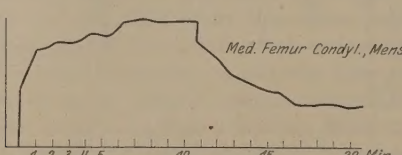


Abb. 2. Typische Belastungskurven des Gelenkknorpels. Gewicht 500 g, Pelotte 3 mm Durchmesser.

Vertikale immer kleiner als die erste im Moment der Belastung. Der weitere Ausgleich erfolgt allmählich, ohne jedoch nach 10 Minuten, als die Versuche abgebrochen wurden, schon ganz vollzogen zu sein.

Das in den Kurven wiedergegebene Verhalten des Deformationsvorganges bei der Belastung eines kleinen Feldes des Gelenkknorpels erscheint überraschend. Während ungefähr die Hälfte des Einsinkens der Pelotte augenblicklich mit der Belastung erfolgt, schließt sich daran bei längerem Zuwarten in einem Zeitraum von 5—10 Minuten eine langsam zunehmende Deformation an, deren Betrag in der Zeiteinheit immer geringer wird. Die Formänderung zerfällt demnach in zwei Abschnitte, in der ersten Phase wird der Widerstand des Körpers schnell überwunden, dann bricht die Kurve ab und die weitere Formänderung vollzieht sich immer langsamer, der Widerstand steigt immer mehr an.

Dieses Verhalten läßt sich bis zu einem gewissen Grade aus dem Bau des Gelenkknorpels verständlich machen. Wir wissen durch Benninghoff, daß der Gelenkknorpel aus gesetzmäßig angeordneten Fasersystemen besteht, die durch das Hyalin verkittet sind. Bei der Belastung verschieben sich diese Fasersysteme in typischer Weise

gegeneinander und geraten ganz allmählich in Spannung, wodurch der Formänderung schließlich Halt geboten wird. Der Widerstand, der einer Verschiebung der Fasersysteme entgegengesetzt wird, geht in der ersten Phase einer Belastung von den Kräften der Adhäsion aus, und erst ganz allmählich müssen bei starker Belastung die kollagenen Fasersysteme in starke Spannung geraten.

Der erste Teil unserer Kurve entspricht offenbar einer relativ leichten Verschieblichkeit der Fasersysteme entgegen der Adhäsion, der zweite Teil bringt vermutlich die der Deformation allmählich sich widersetzenden kollagenen Fasern zum Vorschein, während der Höhepunkt die praktisch nicht dehnbaren Fasern in stärkstem Spannungszustand zeigen würde. Aber die Abknickung der Kurve im aufsteigenden Teil bleibt hierbei unerklärt. Es ist möglich, daß von diesem Punkt an Flüssigkeit entbunden wird, die von der Druckstelle abwandert. Es ist schon von BENNINGHOFF beobachtet worden, daß am frischen Gelenkknorpel bei starkem Druck geringe Mengen von Flüssigkeit austreten können, ohne daß der Knorpel beschädigt wird. Diese Frage des Flüssigkeitswechsels bei Druck bedürfte einer besonderen Bearbeitung.

Wenn wir nunmehr den absteigenden Teil der Kurve betrachten, so zeigt er im ganzen eine so *starke elastische Nachwirkung*, wie man sie beim Gelenkknorpel sicher nicht erwartet hätte. Es wiederholt sich der aufsteigende Teil der Kurve in zwei einander entsprechenden Phasen. Nach der Entlastung erfolgt ein steiles Absinken der Kurve. Dieser Betrag ist aber nur etwa halb so groß wie der der ersten Phase. Es wird also schon die erste Phase der Deformation (der vertikale Anstieg im Augenblick der Belastung) im Momente der Entlastung nicht in derselben Höhe durch elastischen Ausgleich rückgängig gemacht, und die Rückkehr bis zur Nullinie braucht so geraume Zeit, daß sie in der Kurve nicht zur Darstellung gebracht wurde. Der vollkommene elastische Ausgleich erfolgt nach ca. $^1/_2$—1 Stunde. Erneute Messungen nach dieser Zeit ergaben dieselbe Kurve. Es ist also keine dauernde Schädigung des Knorpels eingetreten. *Bei der ausgeführten Art der Belastung zeigt somit der Gelenkknorpel eine sehr schlechte Elastizität.*

Da man aber annehmen müßte, daß der Gelenkknorpel eine recht vollkommene Elastizität bei der physiologischen Beanspruchung besitzt, so müssen wir die Gründe dieser Abweichung festzustellen suchen.

Zunächst könnte man annehmen, daß die Belastung zu hoch sei. Es wurde indessen durch Ausprobieren festgestellt, daß keine wahrnehmbare Schädigung des Knorpels in Form einer bleibenden Delle oder gar einer Zerstörung des Materials auftritt. Eine irreversible Schädigung erleidet der Knorpel erst bei einer Belastung mit 1 kg

bei gleicher Pelottengröße und gleicher Zeitdauer. Kürzere Belastungen mit 1 kg ergaben keine Schädigung. Es lasten im Normalversuch 500 g auf einer Fläche von 0,07 cm². Wenn wir die Berührungsfläche der Gelenkknorpel bei aufrechtem Stand im Kniegelenk mit 28 cm² abschätzen, so würde das bei einem Körpergewicht von 70 kg einem Druck von 2,5 kg pro cm² bedeuten. Umgerechnet auf eine Fläche von der Größe der im Versuch angewandten Pelotte wären das 175 g auf 0,07 cm². Diese Last aber kann allein das Körpergewicht liefern, dazu tritt noch die Druckkomponente von den sich kontrahierenden Muskeln und die Stoßkraft in der Bewegung, so daß beim Lebenden der spezifische Druck im Gelenk weit höher sein kann als in unserem Versuch. Die Druckkraft, welche die Kniescheibe gegen ihre Unterlage

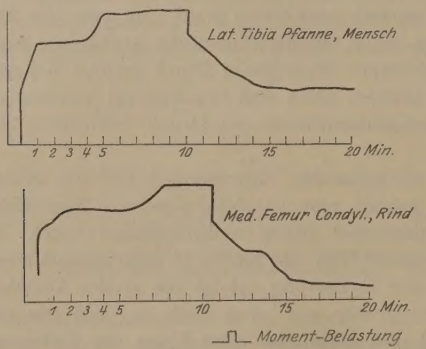


Abb. 3. Kurvenverlauf bei lang- und kurzdauernder Belastung, sonst die gleichen Bedingungen wie in Abb. 2.

ausüben kann, wird mit 15 Zentnern angegeben (Burckhardt). Dieser physiologischen Belastung gegenüber erscheint der im Versuch angewandte Druck als gering, jedenfalls nicht zu hoch.

Die Größe der Belastung an sich kann in den Versuchen die abweichenden elastischen Eigenschaften also nicht erzeugt haben; wir müssen die Gründe in einem anderen Faktor des Belastungsvorganges suchen.

Da wäre zunächst die Dauer der Belastung zu berücksichtigen. Es fragt sich, ob bei kurzdauernder Belastung ein anderes elastisches Verhalten zum Vorschein kommt. Wenn man im Versuch die Last in dem Augenblick wieder entfernt, ehe der erste steile Anstieg der Kurve sein Ende erreicht hat, so erfolgt der elastische Ausgleich der Deformation viel vollkommener (Abb. 3).

Eine elastische Nachwirkung ist mit dieser Methode nicht mehr nachweisbar. Die elastische Nachwirkung ist um so stärker, je länger

die Belastung ausgeführt wurde, je tiefer die Last in dieser Zeit einsinkt. In der zweiten Phase der Formänderung, in der die Kurve immer langsamer ansteigt, liegen somit die Ursachen, welche die Elastizität des Gelenkknorpels herabmindern. In dieser Phase vermuteten wir ein Abströmen der Flüssigkeit von der Druckstelle. Es würde unter dieser Voraussetzung die Verzögerung des elastischen Ausgleichs durch den langsamen Rückstrom der Flüssigkeit zur Druckstelle sich erklären. Wählt man eine dynamische Druckbeanspruchung, wie sie bei der später zu besprechenden ballistischen Methode ausgeführt wurde, so ist von einer Änderung der Elastizität auch bei oft wiederholten Beanspruchungen nichts festzustellen. Man kann den Hammer von 250 g bei 20° Ablenkung auf eine Pelotte derselben Größe wie bei der bisherigen Versuchsanordnung 50mal in kurzen Abständen auf dieselbe Stelle aufschlagen lassen, ohne daß der sehr fein registrierende Apparat auch nur die geringste Änderung des Ausschlages anzeigt. Es kommt hierbei offenbar nicht zu einem Flüssigkeitsabstrom von der Druckstelle.

Wir kommen nach alledem zu dem Schluß, daß *eine länger dauernde Druckbelastung auf einer umschriebenen Stelle die Elastizität des Knorpels schädigt. Eine beliebig oft wiederholte kurzdauernde Belastung gleicher Stärke ruft keine Schädigung hervor, bei ihr zeigt der Knorpel eine vollkommene Elastizität.* Langdauernde Belastung auf einem kleinen Feld läßt den Körper tiefer eindringen als kurzdauernde.

Diese Ergebnisse stehen in bester Übereinstimmung mit den Tatsachen, die aus der Biologie des Gelenkknorpels bisher ermittelt sind. Es hat Benninghoff zunächst darauf hingewiesen, daß der Konstruktionsplan des Gelenkknorpels auf eine Spannung der ganzen Gelenkfläche angelegt sei und weniger auf eine engbegrenzte Einzellast. Fernerhin konnte der Autor an vielen Beispielen zeigen, daß an den Stellen, wo trotzdem örtliche Druckinsulte in den Gelenken bei kleinen Variationen ihres Baues auftreten, der Knorpel schwindet oder sich histologisch verändert. Auch im Tierversuch erhielt der Autor das gleiche Resultat. Ebenso hat W. Müller zeigen können, daß eine Druckusur im Knorpel entsteht, wenn die Bizepssehne des Kaninchens im Experiment dem Humeruskopf längere Zeit unbeweglich angepreßt wurde. Es sind das alles Fälle, in denen auf einem kleinen Feld eine langdauernde Druckbeanspruchung stattfand. Wir können diesen Befunden nunmehr die Tatsache hinzufügen, daß den geweblichen Veränderungen im Tierversuch eine rein mechanische Elastizitätsminderung vorangegangen sein muß. Außerdem können wir uns nunmehr eine bessere Vorstellung bilden von der Tatsache, daß ein intermittierender Druck viel besser vom Knorpel vertragen wird als eine gleich starke Dauerbelastung, wie das Jores im Tierexperiment feststellte.

Wenn wir aus diesen Ergebnissen die Anwendung auf die physiologischen Verhältnisse ziehen, so läßt sich allgemein behaupten, daß *bei Stoßbeanspruchungen oder kurzdauernder Belastung, wie sie bei Bewegungen statthaben, wo die Angriffsfläche stets wechselt, der Gelenkknorpel eine ideale Pufferung darstellt. Anders liegen die Verhältnisse bei Dauerbelastungen ein und derselben Fläche.* Dabei wird die Schädigung der Elastizität offenbar um so stärker, je kleiner bei gleichem spezifischem Druck die Angriffsfläche ist.

Es ist zwar nicht zu leugnen, daß die Gelenkenden stets unter einem gewissen Druck stehen, indessen ist dieser Druck in seiner Größe starken Schwankungen ausgesetzt, und zweitens wechseln die physiologischen Berührungsflächen der Gelenkenden fast ständig. Selbst in den Fällen, wo wir vollkommen still zu stehen glauben, finden immer kleinste Schwankungen statt, welche die Druckverteilung auf den sich berührenden Gelenkflächen schon wesentlich verschieben können. Es erfolgt einmal ein ständiges Nachregulieren des Gleichgewichts in der aufrechten Haltung, und ferner lassen die tetanisch kontrahierten Muskeln an ihren Aktionsströmen Schwankungen erkennen.

Wir haben daher wohl Grund zu der Annahme, daß eine reine Dauerbelastung, wie sie in unseren Versuchen ausgeführt wurde, unter physiologischen Verhältnissen nur selten vorkommt, und erst recht nicht auf so kleinen Gelenkflächenteilen. Starke Spannungen entweder durch kräftige Muskelaktion oder durch Beschwerung des Körpers mit einer Last werden in einem ruhig gestelltem Gelenk schon subjektiv nach kurzer Zeit unangenehm empfunden und lösen unbewußt einen Bewegungsvorgang aus, wenn er auch nur in einer andersartigen Verteilung der Gelenkflächenbelastung besteht. Ebenso wie durch die Konstruktion der Gelenke im allgemeinen kleine Gelenkflächenausschnitte bei der Druckübertragung vermieden werden, kommt offenbar aus anderen Ursachen eine reine Dauerbelastung unter hohen spezifischem Druck auf größere Gelenkflächenteile nicht vor. Auch in diesem Sinne sind die Gelenke mehr auf Bewegung und Pufferung eingestellt als auf statische Dauerbelastung ein und desselben Gelenkflächenausschnittes.

Damit steht in Übereinstimmung, daß der Tangentialschub im Gelenkknorpel, der bei Bewegungen und durch Druckschwankungen besonders befördert wird, nach Benninghoff den Erhaltungsreiz des Gelenkknorpels darstellt. Dieser Tangentialschub, der einem Durchkneten der Knorpelmasse zu vergleichen ist, tritt bei reiner Dauerbelastung in den Hintergrund.

Unsere Versuche, die nur mit kleinen Angriffsflächen ausgeführt werden konnten, können über die elastische Nachwirkung des Gelenkknorpels bei Belastung auf physiologisch großen Flächen direkt nichts aussagen. Es ist aber nach unseren bisherigen Ausführungen sicher,

daß neben der Dauer der Belastung auch die Größe der Angriffsfläche bei gleichem spezifischem Druck von Wichtigkeit ist. Es wurde daher stets bemerkt, daß eine längere Belastung auf einer kleinen Fläche die Veränderung erzeugt.

Es ist aber bekannt, daß auch unter physiologischen Verhältnissen elastische Nachwirkungen am Skelett beobachtet werden. Die bekannte Tatsache, daß der Mensch am Abend etwas kleiner ist als nach der Nachtruhe, beruht allgemein gesagt auf einer elastischen Nachwirkung der zwischen die Knochen eingeschalteten Knorpel. Hier kommen in erster Linie die Zwischenwirbelscheiben in Betracht, es wird aber auch angegeben, daß die Gelenkknorpel einen Anteil daran haben könnten. Nach dem Vorhergehenden ist das nicht unwahrscheinlich. Wir erinnern daran, daß für die Einwirkung des Druckes auf ein Gewebe die Größe der Last auf die Flächeneinheit und Zeiteinheit zu beziehen ist. Die auf die Flächeneinheit bezogene Druckeinheit ist der spezifische Druck. Unsere Versuche haben gezeigt, daß ein mittlerer spezifischer Druck bei kleiner Angriffsfläche und einer Dauer von ca. 15 Minuten die Knorpelelastizität schädigt. Es wäre nun auch denkbar, daß derselbe spezifische Druck bei normal großer Angriffsfläche, aber einer Zeitdauer von einem Tag, also unter ganz normalen Verhältnissen, bereits eine elastische Nachwirkung zur Folge hätte, wobei allerdings der sehr wesentliche Unterschied besteht, daß Belastung und relative Entlastung ein und desselben Gelenkflächenausschnittes im Laufe des Tages oftmals abwechseln. Das würde nichts anderes besagen, als daß die Gelenkknorpel sich an der Verkürzung des Körpers beteiligen würden, indem sie infolge der Beanspruchungen eines Tages durch elastische Nachwirkung etwas abflachen und erst in der Ruhe wieder ihre ursprüngliche Höhe erreichten. Bemerkenswert ist dabei, daß die größte Abnahme der Körpergröße in den ersten Stunden der vertikalen Körperhaltung eintritt und später immer geringer wird (Martin). Das hat eine gewisse Ähnlichkeit mit unserer Kurve. Zwar ist in unseren Versuchen die Zeitdauer viel geringer, dafür ist aber die belastete Fläche auch kleiner, was, wie oben bemerkt, an sich ungünstiger ist, zumal unter den Versuchsbedingungen auch die geringste Schwankung ausgeschaltet war. Über die zeitlichen Verhältnisse des Wiederausgleiches in der Ruhelage habe ich keine Angaben gefunden. Über die Beteiligung der Gelenkknorpel an dem ganzen Vorgang macht Fröhlich (zitiert nach Martin) die Angabe, daß die Femurköpfe tiefer in die Beckenpfannen einsinken sollen.

Die mit der oben geschilderten Methode gewonnenen relativen Werte mögen nun hier kurz angegeben werden. *Aus Durchschnittsresultaten mehrerer Gelenke ergab sich die Tatsache, daß Gelenkpfannen stets weicher befunden werden als Gelenkköpfe.* Es erzielten zum Beispiel:

Mensch (fixiert):

Femurkopf	5,3	mm	höchsten	Ausschlag	im	Mittel
Hüftpfanne	8,2	„	„	„	„	„
Femurrollen	4,9	„	„	„	„	„
Tibiapfannen . . .	5,2	„	„	„	„	„
Humeruskopf . . .	1,6	„	„	„	„	„
Schulterpfanne . .	1,8	„	„	„	„	„

Rind (frisch):

Femurrollen	6,1	mm	höchsten	Ausschlag	im	Mittel
Tibiapfannen	7,5	„	„	„	„	„

An den untersuchten Gelenken bestätigen sich somit die früheren Angaben, daß die Gelenkpfannen weicher sind als die Köpfe, so daß wir hier von einer Regel sprechen dürfen. Diese Feststellung hat insofern Interesse, als damit die Gelenkkörper in diesem Punkt gerade so beschaffen sind, wie man Maschinenteile herstellt, die aufeinander reiben. Bei den letzteren kann man die Abnutzung herabsetzen, indem man zu den aufeinanderreibenden Teilen Material verschiedener Härte wählt. So wird z. B. den Maschinenlagern ein Weichmetall zugesetzt. In der Praxis wird diese Erfahrung auf den kurzen Ausdruck gebracht: „Gleichharte Körper reiben nicht aufeinander."

Die hier angegebenen Werte stellen das Mittel dar aus zahlreichen Einzelmessungen, die jeweils an mehreren Punkten einer Gelenkfläche angestellt wurden. Es stellte sich dabei schon heraus, daß eine Gelenkfläche nicht in allen Teilen das gleiche Verhalten aufzuweisen braucht. Diese Resultate sind indessen hier nicht mitgeteilt, weil sie mit einer anderen Versuchsanordnung noch genauer ermittelt werden konnten. Es war einerseits nicht möglich, mit der Pelotte jeden beliebigen Punkt zu messen, da an stark gekrümmten Flächen die Pelotte nicht dicht aufliegt. Anderseits sind die Ausschläge zu gering, um diese feineren Unterschiede genauer festzustellen. Daher konnten mit diesem Messungsverfahren keine exakteren Einzelmessungen ausgeführt werden, die es gestatteten, feinere Elastizitätsunterschiede innerhalb einer Gelenkfläche zu ermitteln.

Aus diesem Grunde wurde nach einer anderen Methode gesucht, deren Anwendungsbreite größer zu sein versprach.

Versuche mit dem ballistischen Elastometer.

Ich benutzte daher die Versuchsanordnung des Gildemeisterschen ballistischen Elastometers, das auch für Elastizitätsbestimmungen am Gelenkknorpel verwendbar erschien.

Der Konstruktion dieses Elastometers liegt folgender Gedankengang zugrunde:

Läßt man ein schwingendes Pendel, an dessen unterem Ende eine Kugel befestigt ist, auf einen Körper prallen, so wird die Kugel wieder abgestoßen, und zwar — je nach der Elastizität des Widerstandes — rascher oder langsamer. Die Zeit, die die auffallende Kugel mit dem getroffenen Körper in Berührung bleibt, ist die Stoßzeit. Man kann diese als ein gutes Maß für die Eindringungselastizität betrachten. Je kürzer die Stoßzeit, desto elastischer der Körper und umgekehrt.

Befestigt man nun an dem Pendel ein Metallhämmerchen, legt auf das zu untersuchende Material ein Metallplättchen und verbindet beide mit einem Akkumulator und einem Meßinstrument derart, daß bei der Berührung zwischen Hammer und Metallplättchen ein Stromkreis geschlossen wird, in den das Meßinstrument eingeschaltet ist, so kann man die Stoßzeit registrieren.

Gildemeister verwandte bei seinen Untersuchungen über die Resistenz des Muskels als Meßinstrument ein Milliampèremeter. Wir benutzten bei unseren Messungen ein ballistisches Drehspulengalvanometer mit ca. 5 Ohm Eigenwiderstand. Die Ablesung der Werte erfolgte mittels Lichtzeigers auf einer Zentimeterskala von 150 cm Länge.

Die Anordnung der Apparatur ist der Deutlichkeit halber in Abb. 4 wiedergegeben. Sie ist im Prinzip nach den Gildemeisterschen Angaben angefertigt worden.

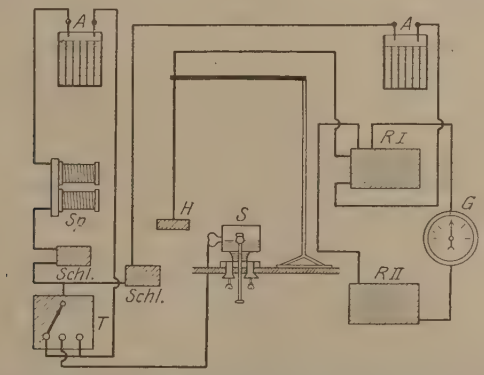


Abb. 4. Schaltschema des ballistischen Galvanometers (Prinzip von Gildemeister). *A* Akkumulator, *G* Galvanometer, *H* Hammer, *T* Schalter, *R I* und *II* Widerstände, *S* Schraubstock, *Schl* Schlüssel, *Sp* Spulen.

In den 250 g schweren eisernen Hammer ist an der Aufschlagsfläche eine polierte Stahlplatte eingelassen. Der Hammer hängt an einem 36 cm langen stählernen Stiel, der wiederum an einem massiven Eisengestell aufgehängt ist. Das Stahlspitzenlager im Drehpunkt des Pendels gestattete nur eine Schwingung in einer Ebene. Das ganze Aufhängegestell einschließlich Pendels konnte durch Schrauben gehoben und gesenkt werden. Das Metallplättchen, das den Kontakt auf dem Knorpel herstellen sollte, konnte nicht mit einer Kautschukklebe-

masse am Knorpel befestigt werden, wie es Gildemeister bei seinen Muskelmessungen auf der Haut Lebender machte. Nach mancherlei Versuchen stellte sich das straffe Festbinden mit Gummibändern als das Zweckmäßigste heraus. Aus der Abb. 5 ist die Ausführung der Pelotte ersichtlich. Oben auf die kleine Stahlspitze schlug die ebene Stahlhammerfläche auf, die untere $^1/_2$ qcm Inhalt fassende kreisrunde Fläche lag dem Knorpel auf. An der zwischen Spitze und Unterfläche befindlichen durchlöcherten Metallplatte griffen die Gummizüge an. Außerdem war an dieser Platte der Leitungsdraht angelötet.

Bei jedem Versuch wurde die Pelotte auf die zu messende Knorpelstelle aufgesetzt, die Gummibänder um das Gelenk herumgelegt, angezogen und mit den bekannten Schieberpinzetten fest zusammengeklemmt. Das Ganze wurde dann wieder unverschieblich in einen Schraubstock eingespannt.

Anfangs versuchte ich noch, die dem Knorpel aufliegende Pelottenfläche der jeweiligen Gelenkkrümmung dadurch besser anzupassen, daß ich die Stahlpelotte unten aushöhlen und mit Woodschen Metall anfüllen ließ. Vor jeder Messung suchte ich nun an der entsprechenden Stelle eines zweiten Gelenkes das erwärmte Metall zu formen und dann erst nach Erkalten dem zu prüfenden Knorpel aufzulegen, doch nahm ich später von dieser zeitraubenden Arbeit Abstand, da die Resultate nicht besser waren, als wenn konstant eine plane Pelottenfläche benutzt wurde, die dann allerdings nur an passenden Stellen aufgelegt werden konnte.

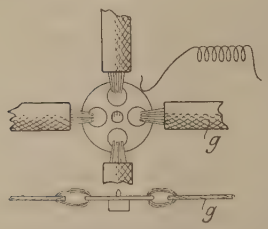


Abb. 5. Pelotte in der Aufsicht und im Profil, natürl. Größe. *g* Gummizüge.

Es sei von vornherein bemerkt, daß gerade die Befestigungsart der Pelotte und ihr Verhältnis zu der stets etwas gekrümmten Gelenkoberfläche die schwachen Punkte in dem ganzen Meßverfahren sind. Wir wurden durch diese Schwierigkeit gehindert, jeden beliebigen Punkt der Gelenkoberfläche zu messen. Doch war es trotzdem möglich, genauere Vergleichswerte als mit der ersten Elastometermethode zu erzielen, da jede Stelle mindestens zehnmal geprüft wurde und dann das Mittel aus diesen zehn Messungen genommen wurde. Wenn deutlich abweichende Werte auftraten, so wurde die betreffende Stelle nach Verschieben der Pelotte wiederholt gemessen. Auf diese Weise konnten Fehler ausgeglichen werden, die durch ein mit bloßem Auge nicht wahrzunehmendes unregelmäßiges Aufliegen der Pelotte entstanden sein konnten. Stark gekrümmte Gelenkflächenabschnitte mußten ausschalten, wenn hier die Pelotte nicht zum glatten Anliegen gebracht werden konnte. Die vielen Messungen, die aus dem obigen Grunde ausgeführt werden mußten, verursachten natürlich eine erhebliche Mehrarbeit.

Der Hammer wurde bei jedem Versuch um 20° aus der Ruhelage abgelenkt und durch einen Elektromagneten festgehalten. Im Moment der Magnetauschaltung fiel der Hammer auf die Pelotte, und der Messungsstromkreis wurde geschlossen.

Neben Akkumulator und Schlüssel befand sich in diesem ein Widerstand I von 9000 Ohm W. Im Nebenschluß zu diesem Rheostaten lag das Galvanometer, das als Vorschaltwiderstand einen Rheostaten II von 105 Ohm W. hatte. Die für die Untersuchungen zweckmäßige Ohmzahl wurde durch Probeversuche ermittelt. Das äußerst empfindliche Instrument war durch die vorgeschalteten Widerstände so gedrosselt, daß eine verschiedene Berührungszeit von Hammer und Pelotte (Knorpel) — die Stoßzeit — deutlich und in gewünschtem Aus-

maß abgelesen werden konnte. Knorpelstellen mit großer Stoßzeit setzen dem Eindringen der Pelotte einen geringeren elastischen Widerstand entgegen als solche mit geringer Stoßzeit. Im folgenden nennen wir die ersten kurzerhand weich, die letzteren hart.

Obgleich eine ganze Reihe von Pelotten gleichen Durchmessers, aber von verschiedener Höhe angefertigt worden war, gelang es doch nicht, sämtliche Gelenke zu messen. So war es z. B. rein technisch nicht möglich, exakte Resultate der Hüftgelenkspfanne zu erzielen, schwierig auch solche der medialen Tibiapfanne. Diese Schwierigkeiten traten immer dann auf, wenn konkave Gelenkflächen gemessen werden sollten. Plane oder schwach konvexe Flächen waren dagegen mit unserer Pelottenbefestigung und entsprechender Pelottengröße leichter und mit größerer Sicherheit zu prüfen.

Aus dem Prinzip dieses Elastometers ergibt sich, daß die elastischen Nachwirkungen nicht zur Geltung kommen. Es sind daher die Maßangaben der ersten Versuchsreihe mit denen der zweiten auch in ihren relativen Größen nicht direkt vergleichbar. Es muß außerdem betont werden, daß individuelle Schwankungen der Werte vorkommen.

Es mögen zunächst einige allgemeingültige Resultate, die mit dieser Methode gewonnen wurden, erwähnt werden.

Auch hier stellte sich wieder heraus, daß Pfannen weicher zu sein pflegen als Köpfe. Entsprechend dem genaueren Meßverfahren ergaben sich in diesem Punkt feinere Einzelheiten. So konnte festgestellt werden, daß die geprüften Gelenkpfannen in der Mitte einen weicheren Kern besaßen und nach dem Rande zu härter wurden, und zwar beim Menschen wie beim Rind. Indessen war beim Rind der Unterschied zwischen Kopf und Pfanne im Kniegelenk etwas größer. In einem Fall verhielten sich die Werte von Kopf zu Pfanne im Knie beim Menschen wie 12,3 : 20, beim Rind wie 8 : 21. Berücksichtigt man am Femur nur die Rollen, die allein mit den Tibiapfannen in Berührung kommen, dann ist der Unterschied noch etwas größer. Das obere Sprunggelenk ließ keine Abweichung zwischen Kopf und Pfanne erkennen.

Außer den Messungen am normalen Knorpel wurden auch solche an künstlich veränderten vorgenommen.

So wurde zum Beispiel nach Messung am intakten Knorpel die betreffende Stelle in 2—3 mm Abstand von der Pelotte umschnitten und ein ca. 1 mm breiter Graben ringsherum bis auf den Knochen gezogen. Bei diesem Verfahren stellte es sich heraus, daß die mit Graben umgebene Knorpelstelle etwas höhere Werte als vorher ergab, was auf ein Weicherwerden des aus seinen natürlichen Verbindungen herausgelösten Knorpels schließen läßt. Dieses Verhalten findet in dem Bau des Gelenkknorpels eine einfache Erklärung.

Sodann wurde in dem umgrenzten Bezirk der Knorpel restlos entfernt und die darunterliegende Knochenfläche gemessen, aus der Vermutung heraus, daß zwischen Knorpel- und Knochenelastizität eine

örtlich abgestufte Korrelation bestehen könnte. Es konnte eine solche jedoch nicht festgestellt werden. Niemals bestand zwischen zwei Knochenstellen der Gelenkflächen ein solcher Unterschied wie zwischen zwei in ihrer Elastizität verschiedenen — selbst extrem verschiedenen — Knorpelstellen. An sämtlichen größeren Gelenken des Körpers wurden stets Knochenwerte erzielt, die zwischen 4 und 6 Skalenteilen schwankten. Ein größerer Elastizitätsunterschied zwischen dünnen und dicken Compactastellen war also nicht zu erweisen.

Ferner wurde die Einwirkung der Wasserentziehung durch 96 proz. Alkohol geprüft.

Sowohl hyaline als auch faserknorpelige Stellen einer Gelenkfläche wurden durch die wasserentziehende Alkoholfixierung härter. Während nun aber nach der Fixierung durch erneute Wasseraufnahme der hyaline Knorpel rasch wieder weicher wurde und nach 22stündiger Wässerung den Normalwert erreichte oder sogar überschritt, blieb der faserige Anteil härter als er in seinem ursprünglichen Zustand war. Zum Vergleich seien zwei Werte der Femurkniegelenksfläche angegeben.

Hyaline Stelle:

Frisch	13,7	Skalenteile,
24^h in 96 proz. Alkohol . . .	7,0	„
2^h „ Wasser	9,0	„
22^h „ „	16,0	„

Faserige Stelle:

Frisch	37,9	Skalenteile,
24^h in 96 proz. Alkohol . . .	5,0	„
2^h „ Wasser	6,0	„
22^h „ „	10,5	„

Es könnte eingewandt werden, daß ein wiederholtes Aufspannen und Abnehmen der Pelotte die Wertunterschiede verursache. Doch haben häufige Nachuntersuchungen einer und derselben Stelle immer die gleichen Werte ergeben, bei fixierten Gelenken selbst nach mehreren Wochen.

Zum Vergleich mit menschlichen Gelenken wurde ein frisches Rinderkniegelenk verwendet. Eine Differenz zwischen beiden ist insofern zu verzeichnen, als die Femurfläche des Rindes durchschnittlich härter ist als beim Menschen, während umgekehrt die Tibiapfannen beim Menschen härter sind als beim Rind.

Durchschnittswerte der Femurgelenkfläche:

Beim Menschen	13,0	Skalenteile,
„ Rind	10,0	„

Durchschnittswerte der Tibiapfannen:
Beim Menschen . . . . . 17,0 Skalenteile,
„ Rind . . . . . 24,7 „

An frischen menschlichen Gelenken konnten durch das Entgegenkommen des hiesigen Pathologischen Instituts zwei normale Kniegelenke des gleichen Individuums und ferner ein Fuß eines zweiten, durch Unfall zu Tode gekommenen Mannes geprüft werden. An diesem Fuß war das hintere untere Sprunggelenk knöchern verwachsen; auch die Art. talo-navicularis und die Art. calcaneo-cuboidea zeigten schon makroskopisch pathologische Veränderungen in Form einiger feiner dunkler Rillen (siehe Abb. 6), jedoch waren diese Gelenkflächen nicht verwachsen.

An fixierten Gelenken wurden Schultergelenke, Radiocarpal- und Kniegelenke gut präparierter Leichen gemessen.

Die beigegebenen Abbildungen geben die frischen Kniegelenke, einige frische Fußwurzelgelenkflächen und ein fixiertes Schultergelenk wieder. Die Zahlen geben die Skalenteile an, die an den Stellen erzielt wurden, wo sie eingezeichnet sind. Faserige Stellen sind durch dunklere Tönung kenntlich gemacht. Die Auswahl der Stellen scheint bei näherem Zusehen etwas willkürlich zu sein, doch wurden nur solche Punkte gewählt, wo es gelang, die Pelotte einwandfrei aufzulegen und zu befestigen (Abbildung 6—8).

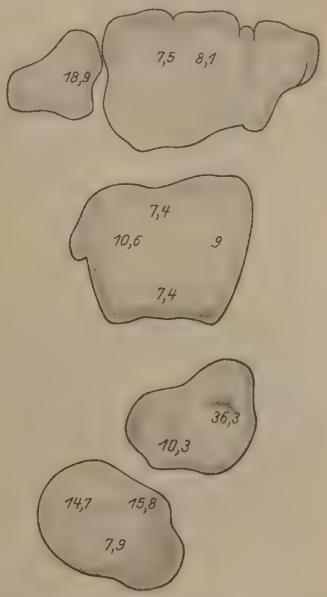


Abb. 6. Kleine Fußwurzelknochen frisch untersucht. Die eingezeichneten Zahlen bezeichnen die Ausschläge des Galvanometers an den betr. Stellen.

Hierzu ist im einzelnen zu bemerken: Wenn die auf den Figuren bezeichneten Werte an verschiedenen Stellen stärkere Schwankungen aufweisen, so ist das in den meisten Fällen auf eine veränderte Struktur des Gelenkknorpels zurückzuführen, die im einzelnen bekannt ist. Insbesondere sei hervorgehoben, daß schon makroskopisch sichtbare Verfärbungen meist verbunden mit einer faserigen Beschaffenheit der Oberfläche an typischen Stellen vorkommen, daß außerdem der Ge-

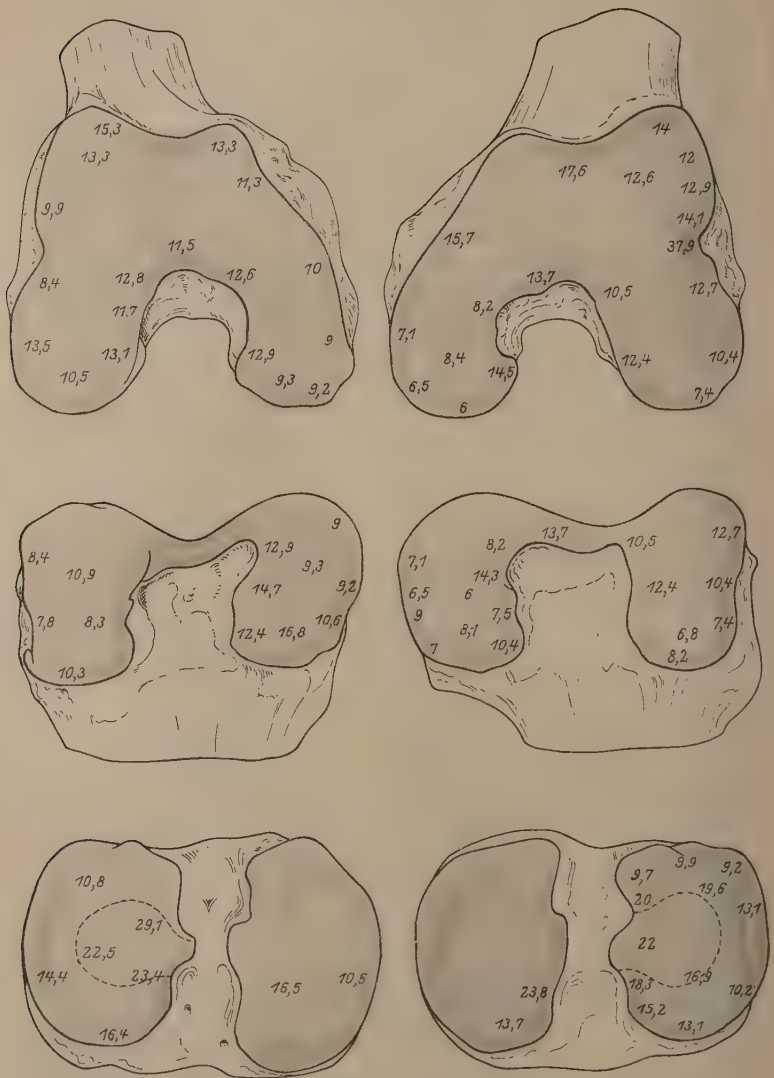
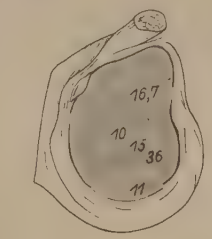


Abb. 7. Rechtes und linkes Kniegelenk des gleichen Individuums.

halt an Hyalin in einzelnen Bezirken wechseln kann, z. B. an den Tibiapfannen. Über all diese Besonderheiten vergleiche man die Angaben von Fick und Benninghoff. Wenn wir jugendliche Gelenke zur Verfügung gehabt hätten, dann wären die meisten Werte sicher gleichmäßiger ausgefallen, da die bezeichneten Veränderungen sich erst mit zunehmendem Alter ausbilden. Es braucht kaum erwähnt zu werden, daß in diesem Punkt große individuelle Schwankungen vorkommen. Bei einer Belastung auf physiologisch großen Flächen würden diese Unterschiede, die auf engem Raum gemessen wurden, gar nicht zur Geltung kommen.

Es hat sich nun herausgestellt, daß alle Abweichungen vom gewöhnlichen Bau des Knorpels, seien es normal vorkommende oder pathologische, auch abweichende Elastizitätswerte aufweisen, und zwar im Sinne einer Erweichung.

Im Kniegelenk (Abb. 7) kommen solche Stellen an der Grenzrinne zwischen Patellargleitfläche und den Rollen vor, und zwar mit Vorliebe am äußeren Rand des äußeren Condylus, wo fast stets eine kleine Einziehung des Gelenkrandes sich findet und der Knorpel faserig wird. Hier ist in Abb. 7 am äußeren Condylus des linken Femur ein sehr hoher Wert von rund 38 gegenüber einem sonstigen Mittelwert von 12 Einheiten. Die Rinne der Patellargleitfläche und ihre nächste Umgebung zeigte, soweit sie zu messen war, auch etwas höhere Werte. Besonders kam das beim Kniegelenk des Ochsen zum Vorschein.



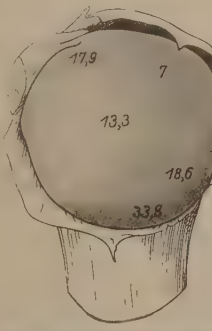


Abb. 8. Schulter[illegible]nk fixiert. Vgl. Abb. 7.

Die Tibia zeigt in jeder Gelenkfacette je einen erweichten Kern, der ziemlich genau dem Feld entspricht, das von den Menisken freigelassen wird. Die vorderen Ränder der Gelenkflächen sind etwas weicher als die hinteren.

Im Schultergelenk (Abb. 8) zeigt sich der faserige Kern der Pfanne im unteren Drittel sehr deutlich als stark erweicht.

Der Oberarmkopf zeigt eine ähnliche Stelle unter der Insertion der Bizepssehne. Außerdem ist auf Abb. 8 im unteren Viertel ein dunkelverfärbter Bezirk zu erkennen, der faserig beschaffen war und nach dem Gelenkrand zu immer weicher wurde. Fernerhin zeigt der Oberarmkopf zuweilen kleine, unregelmäßig verteilte Felder gleicher Beschaffenheit, die stets weicher befunden werden. Das letztere sind

wohl krankhafte Veränderungen. Dadurch bekommen die Werte ein so uneinheitliches Aussehen.

Im oberen Sprunggelenk findet sich, wie schon bemerkt, kein wesentlicher Unterschied im elastischen Verhalten von Kopf und Pfanne. Die Gelenkfläche der Fibula ist weich. Die Talusrolle vorn und hinten etwas härter als in der Mitte (Abb. 6).

Am Radiocarpalgelenk ist die ulnarwärts gelegene Facette des Radius stets weicher befunden worden als die nach außen — radialwärts — gelegene Gelenkfacette. Die unter dem Discus articularis verborgene Gelenkfläche der Ulna ergab ungefähr die gleichen Werte wie die laterale Radiusgelenkfacette. Als Beispiel mögen die Werte eines Gelenkes folgen:

Radiocarpalgelenk.

Radius:

laterale Facette . . . . . 12 Skalenteile im Durchschnitt,
mediale „ . . . . . 19 „ „ „

Ulna:

Knorpelfläche unter dem Discus 11 „ „ „

An den kleinen Fußwurzelknochen ergaben die *Navicular*flächen der drei Ossa cuneiformia stets niedrigere Werte als die Pfannen, die die drei ersten Metatarsalia aufnehmen; auch hier sind also die als Gelenkköpfe aufzufassenden Gelenkflächen härter als die Pfannen.

Im unteren Sprunggelenk lagen an unserem Objekt krankhafte Veränderungen vor. Sie waren in der Art. talo-navicularis erkenntlich an Unebenheiten der Gelenkflächen und einzelnen grubigen Einziehungen, die dunkel verfärbt und faserig erschienen. Diese Stellen gaben wiederum sehr hohe Werte (Abb. 6).

Es ergibt sich somit, daß alle untersuchten krankhaften Veränderungen am Gelenkknorpel mit einer Erweichung einhergehen.

Wenn wir nunmehr alle Fälle, in denen eine Erweichung des Gelenkknorpels vorliegt, miteinander vergleichen, so lassen sich zwei Gruppen von Veränderungen des Knorpels erkennen, die einer Erweichung zugrunde liegen können. Im ersten Fall ist der Wassergehalt des hyalinen Knorpels erhöht. Das findet sich in extremer Weise an dem Kern der Tibiapfanne, wo besonders beim Rind der Knorpel die Beschaffenheit einer steifen Gallerte besitzt. Wir wissen ferner aus den Versuchen mit Wasserentziehung, daß der Wassergehalt eine sehr große Rolle für die Elastizität des Knorpels spielt. Es sei auch an die fetalen Knorpel und die von jungen Individuen erinnert, die einen höheren Wassergehalt besitzen und auch als weicher bekannt sind. Wir haben sie nicht prüfen können.

Die zweite Gruppe von Veränderungen, die erst im individuellen Leben erworben werden, bestehen in einem Zurücktreten der hyalinen

Kittmasse und einem Hervortreten der kollagenen Fasern. Es ist verständlich, daß solche faserig gewordene Stellen, denen die hyaline Kittmasse fast ganz fehlt, weicher werden, da die kollagenen Fasermassen bei der Belastung leichter auseinanderweichen müssen, wenn ihnen ein festeres Bindemittel fehlt, das den Querzusammenhalt der Fasern befördert. Wenn man aber durch Wasserentzug bei ihnen eine Schrumpfung herbeiführt, dann werden diese Stellen sehr viel härter.

Faßt man aber die bezeichneten Stellen in bezug auf ihre mechanische Beanspruchung näher ins Auge, so ergibt sich, daß sie Orte bevorzugter Druckbeanspruchung, kurz Druckstellen des Knorpels darstellen. Von den Pfannenkernen gibt BENNINGHOFF an, daß sie die am häufigsten belasteten Gelenkabschnitte sind und ferner von ihnen aus die Materialverschiebung bei der Belastung viel einseitiger erfolgt als bei den größeren Köpfen. Dieser Unterschied kommt auch im Bau zum Ausdruck, insofern als die Pfannen als die kleineren Gelenkkörper, die dazu infolge ihrer Konkavität meist in der gleichen Richtung auseinandergedrängt werden, in ihrer Faseranordnung sich dem rein trajektoriellen Bau am meisten nähern. Auch in der feineren Anordnung der Fasersysteme ist eine vollkommene Anpassung an die besonderen mechanischen Bedingungen der Pfannenknorpel festgestellt worden. An den Pfannenkernen kommen nun beiderlei Arten der Erweichung vor. Erstens die gallertige Erweichung mit Wasserzunahme (Tibiapfanne), zweitens die faserige Erweichung (Schulterpfanne, Naviculare, Metatarsale 1). Es scheint die gallertige Erweichung in die faserige übergehen zu können, wie Beobachtungen an der Schulterpfanne es wahrscheinlich machen.

Von den übrigen Druckstellen mit faseriger Erweichung seien in ihrer mechanischen Entstehungsart einige kurz angedeutet. An der Grenzrinne des Femur ist das Anschlagen des Meniskus bei der Streckung verantwortlich zu machen, am Humeruskopfe unter der Insertion der Bizepssehne der örtlich begrenzte Druck der Sehne, die hier seitlich nicht ausweichen kann. Man vergleiche hierzu die oben angeführten Experimente und die Untersuchungen BENNINGHOFFS.

Wir können somit die Erweichungsherde beiderlei Art einwandfrei als bevorzugte Druckstellen nachweisen, und es ist möglich, daß die gallertige Erweichung in die faserige übergeht.

Wenn so die äußeren Bedingungen ihrer Entstehung ermittelt sind, so können wir uns nach unseren Versuchen auch ein Bild über die inneren Bedingungen im Knorpel bei den Schädigungen zu machen versuchen. Wir knüpfen an die Beobachtung an, daß bei längerer Belastung auf einem kleinen Feld die Kurve nach steilem Anfang abbricht und nun langsam ansteigt. Wir konnten uns das nur so er-

klären, daß nach einer gewissen Zeit und Intensität der Belastung Flüssigkeitsverschiebungen einsetzen, die bei intermittierendem Druck oder Stoßbeanspruchung nicht vorkommen. Man könnte das dahin formulieren, daß diese Druckstellen zugleich Orte eines ungewöhnlich erhöhten Flüssigkeitswechsels seien, und es wären dieser gesteigerten Durchsaftung die beschriebenen Veränderungen des Knorpels zuzuschreiben. Es zeigt sich hier ein Weg, wie mechanische Störungen in Stoffwechselvorgänge ausmünden. Diese Annahmen sind durchaus einer experimentellen Prüfung zugänglich, wir müssen indessen an dieser Stelle davon absehen.

Es ergibt sich somit, daß der Gelenkknorpel an Orten besonderer mechanischer Beanspruchung einen Elastizitätsverlust erleidet. Diese Behauptung aber ist schon von Pommer aufgestellt worden. Pommer gibt an, daß ein Elastizitätsverlust der Gelenkknorpel als Ursache der Arthritis deformans in Frage komme. Über den Zusammenhang unserer Beobachtungen mit pathologischen Veränderungen sei ganz allgemein nur soviel bemerkt, daß sowohl die faserige als die gallertige Erweichung des Gelenkknorpels, die normalerweise vorhanden sind, in krankhafte Zustände übergehen können. Die faserige Erweichung findet sich bei fast allen Erkrankungen des Gelenkknorpels. Die gallertige Erweichung kommt als krankhafte Veränderung ebenfalls vor. Es ist von Benninghoff hervorgehoben, daß der Patellarknorpel oder die Tibiapfannen zuweilen in einem Zustand weitgehender gallertiger Erweichung befunden werden, der als krankhaft zu bezeichnen ist. Von klinischer Seite ist diese Veränderung in jüngster Zeit als besonderes Krankheitsbild erkannt (Läwen, Fründ) und als eine traumatische Chondropathie bezeichnet worden. Ein Einfluß abnormer Beanspruchung in Gestalt von Traumen wird vermutet.

Zusammenfassung.

Es wurde versucht, die Gelenkknorpelelastizität zu messen. Hierzu wurden zwei Apparate verwendet, von denen einer im Prinzip den Elastometern von Mangold, Schade entsprach, während der andere nach dem Vorbilde des Gildemeisterschen ballistischen Elastometers konstruiert wurde.

Es wurde festgestellt, daß beim Gelenkknorpel unter Umständen eine starke elastische Nachwirkung vorhanden ist.

Bei einer länger dauernden Druckbelastung auf umschriebener Stelle zeigt der Knorpel infolge der elastischen Nachwirkung eine sehr schlechte Elastizität, während bei beliebig oft wiederholter kurzdauernder Belastung gleicher Stärke der Knorpel vollkommen elastisch ist.

Für die Schädigung der Elastizität ist nicht so sehr die Größe des spezifischen Druckes maßgebend als erstens die erschütterungsfreie

Dauerbelastung und zweitens die Belastung auf einem kleinen Gelenkflächenausschnitt. Beide Einwirkungen sind unter physiologischen Bedingungen ausgeschaltet durch den Bauplan der Gelenkkörper und die ständigen Druckschwankungen. Die Gelenke sind somit nicht auf statische Dauerbelastung gebaut, sondern für Bewegung und Pufferung eingerichtet.

Die Gelenkpfannen werden bei Mensch und Tier stets weicher befunden als die Gelenkköpfe. Sie zeigen damit ein gleiches Verhalten wie aufeinanderreibende Maschinenteile.

Durch wasserentziehende Mittel werden sowohl hyaline als auch faserknorpelige Stellen einer Gelenkfläche härter. Durch erneute Wasseraufnahme erreicht der hyaline Anteil wieder seine volle Elastizität, während der faserige Teil härter bleibt.

Es wird nachgewiesen, daß Abweichungen vom gewöhnlichen Bau des Knorpels — seien es normale oder pathologische, die entweder in Form einer faserigen oder gallertigen Umwandlung auftreten — mit einer Elastizitätsveränderung, einer Erweichung, einhergehen.

Knorpelstellen, die einer besonderen Beanspruchung unterliegen, erfahren einen Elastizitätsverlust.

Herrn Professor Benninghoff möchte ich für Überlassung des Themas und für die freundliche Unterstützung bei der Ausarbeitung meinen herzlichsten Dank aussprechen. Herrn Professor v. Möllendorff danke ich für die gütige Überlassung eines Arbeitsplatzes.

Literaturverzeichnis.

Benninghoff: Form und Bau der Gelenkknorpel in ihren Beziehungen zur Funktion. I. Mitteilung: Die modellierenden und formerhaltenden Faktoren des Knorpelreliefs. Zeitschr. f. Anat. u. Entwicklungsgesch. **75.** 1925. — Ders.: Form und Bau der Gelenkknorpel in ihren Beziehungen zur Funktion. II. Teil. Der Aufbau des Gelenkknorpels in seinen Beziehungen zur Funktion. Zeitschr. f. Zellf. u. mikrosk. Anat. **2.** 1925. — **Burckhardt, H.:** Über Entstehung der freien Gelenkkörper und über Mechanik des Kniegelenks. Bruns' Beitr. z. klin. Chirurg. **70.** Heft 1. — **Exner, A. und Tandler, J.:** Über die Messung des Muskeltonus und die Bedeutung des Tonus. Mitt. a. d. Grenzgeb. d. Med. u. Chirurg. **20,** 458. 1909. — **Fick:** Anatomie und Mechanik der Gelenke. Jena 1904—11. — **Fründ, H.:** Traumatische Chondropathie der Patella, ein selbständiges Krankheitsbild. Zentralbl. f. Chirurg. 1926, Nr. 12. — **Fürbringer, Max:** Untersuchungen zur Morphologie und Systematik der Vögel. Amsterdam 1888. — **Gildemeister:** Über die sogenannte Härte tierischer Gewebe und ihre Messung. Zeitschr. f. Biol. **63,** 175. 1914. — **Jores, L.:** Experimentelle Untersuchungen über die Einwirkung mechanischen Druckes auf den Knochen. Beitr. z. pathol. Anat. u. z. allgem. Pathol. **66.** 1920. — **Läwen:** Über Befunde, namentlich an der Synovialis, bei der Operation chronischer, nicht spezifischer

Kniegelenkerkrankungen. Zentralbl. f. Chirurg. 1926, Nr. 14. — Ders.: Knorpelresektion bei fissuraler Knorpeldegeneration der Patella — eine Frühoperation der Arthritis deformans. Bruns' Beitr. z. klin. Chirurg. **134**. 1925. — **Lubosch**: Bau und Entwicklung der Wirbeltiergelenke. Jena 1910. — **Mangold**: Untersuchungen über Muskelhärte. I. Pflügers Arch. f. d. ges. Physiol. **196**. 1922. — **Martin**: Lehrbuch der Anthropologie. Jena 1914. — **Müller, W.**: Experimentelle Untersuchungen über Druckusuren am Gelenkknorpel und ihre Beziehungen zur Arthritis deformans. Bruns' Beitr. z. klin. Chirurg. **131**. 1924. — **Noyons und v. Uexküll**: Die Härte der Muskeln. Zeitschr. f. Biol. **56**, 139. 1911. — **Pommer**: Mikroskopische Befunde bei Arthritis deformans. Sitzungsber. d. Akad. Wien, math.-naturw. Kl. **89**. — **Schade**: Physikalische Chemie in der inneren Medizin. 3. Aufl. Verlag Steinkopff.

Lebenslauf.

Am 22. Juli 1901 wurde ich, Ernst Bär, als Sohn des Kaufmanns Arthur Bär in Deidesheim (bayr. Pfalz) geboren. In Mainz und Trier besuchte ich das Realgymnasium und erhielt am 9. März 1920 das Zeugnis der Reife. Im Herbst 1920 begann ich Medizin zu studieren und legte im März 1923 in Kiel die ärztliche Vorprüfung und ebendort im Herbst 1925 das ärztliche Staatsexamen ab.

Druck von Breitkopf & Härtel in Leipzig.